

Aus der Medizinischen Klinik und Poliklinik,
Klinik B der Universität Düsseldorf

Direktor: Prof. Dr. F. Loege

Bestimmung der phasischen Flußgeschwindigkeiten im Koronargefäßsystem
mit einem einfachen photodensitometrischen Verfahren

D I S S E R T A T I O N

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin

Der Medizinischen Fakultät der Universität Düsseldorf
vorgelegt von

Michael Block, J.Jehle, B.Pölit, F.K.Schmiel, P.Spiller



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41548402_0009

Medizinische Klinik und Poliklinik, Klinik B
(Direktor: Prof. Dr. F. Looßen)
der Universität Düsseldorf

Bestimmung der phasischen Flußgeschwindigkeiten im Koronar-
gefäßsystem mit einem einfachen photodensitometrischen Ver-
fahren^x

M. Block, J. Jehle, B. Pölitz, F. K. Schmiel und P. Spiller

^xMit Unterstützung der Deutschen Forschungsgemeinschaft

SFB 30 - Kardiologie



Einleitung

Auf Grund qualitativer und auch quantitativer Auswertungen von selektiven Koronarangiographien sind Rückschlüsse auf die funktionelle Bedeutung von Gefäßstenosen nur bedingt möglich. Deshalb versuchten Rutishauser et al. (12,14) bereits 1969, den Fluß in Koronararterien zu bestimmen. Im Tierexperiment zeigte sich jedoch, daß dieses Verfahren im Vergleich zu elektromagnetischen Referenzmessungen erhebliche Abweichungen aufwies (13). Dabei wurden die Schwerelinien der Kontrastmitteldichtekurven (Densogramme) zur Bestimmung des Mittelflusses herangezogen. In videodensitometrischen Untersuchungen am Modellkreislauf (6) und an aortokoronaren Bypassgefäßen (9) konnte gezeigt werden, daß diese Ungenauigkeiten bei Bestimmung des Flusses aus der Frontgeschwindigkeit des Kontrastmittelbolus nicht auftreten. Die Anwendung dieses Verfahrens zur Flußmessung an Koronararterien wird u. a. dadurch erschwert, daß die Lage der Meßfenster entsprechend der Bewegung der Gefäße im Cinekoronarogramm nachgeführt werden muß. Da die bisherigen videodensitometrischen Meßverfahren keine automatische Nachführung parallel und quer zur Gefäßachse erlauben (16,17), wurde ein apparativ weniger aufwendiges photodensitometrisches Verfahren entwickelt, mit dem die Cinekoronarogramme ohne vorausgehende Umwandlung in ein Videosignal ausgewertet wurden (11). Ziel der vorliegenden Untersuchungen war es, die Genauigkeit dieses Meßverfahrens zu überprüfen und die praktische Anwendbarkeit an Hand von Einzelbeispielen zu zeigen. -

Methodik

Kollektiv

Die Untersuchungen zur Zuverlässigkeit der Messungen erfolgten an Cineangiogrammen, die einerseits von Fermor et al. (6) am Modellkreislauf und andererseits durch Hackbarth et al. (8) intraoperativ an aortokoronaren Bypassgefäßen aufgenommen wurden.

Als Referenz wurde unmittelbar vor dem photodensitometrisch untersuchten Gefäßabschnitt der Momentanfluß elektromagnetisch gemessen. Die Untersuchungen zur Reproduzierbarkeit der Messungen und die Bestimmung von phasischen Koronarfluß-Diagrammen erfolgten an Cinekoronarogrammen, die während einer routinemäßigen selektiven Koronarangiographie bei dreizehn Patienten aufgenommen wurden. In der Regel wurde bei einem Patienten nur an einem nicht stenosierten Gefäß der linken oder rechten Koronararterie gemessen. Zweimal wurde an verschiedenen Gefäßen eines Patienten gemessen, dreimal an einem Gefäß vor und nach einer Aufzweigung.

Untersuchungsgang

Die selektive Koronarangiographie nach der Technik von Judkins wurde mit einer 2-Ebenen-Röntgen-Kinoanlage auf 35-mm-Film mit 100 Bildern/s aufgenommen. Der Projektionswinkel wurde individuell so eingestellt, daß möglichst wenige Überlagerungen des zu untersuchenden Gefäßabschnittes durch störende Strukturen (Katheter, Rippen oder andere Gefäße) auftraten. Mittels einer Hochdruckinjektionsspritze wurden jeweils 1 - 1,5 ml Kontrastmittel (Amidotrizoat, Urografin 76^R) mit einer Geschwindigkeit von 4 bzw. 5 ml·s⁻¹ injiziert. Die Bolusinjektionen erfolgten in drei oder vier unterschiedliche Phasen verschiedener Herzzyklen (Sampling-Methode). Zwischen den einzelnen Injektionen wurde jeweils ein Abstand von mindestens 30 s eingehalten, um durch das Kontrastmittel bedingte Flußänderungen nicht zu erfassen (8). Zur Prüfung der Reproduzierbarkeit der Flußmessungen wurden in zehn Fällen bis zu drei weitere Bolusinjektionen durchgeführt. Während der Aufnahme der Cinekoronarogramme wurden die Synchronimpulse der beiden Kameras, das Injektionssignal der Spritze und das EKG mit einem Schreiber registriert. Zur Eichung der Gefäßdimensionen wurde nach der Untersuchung bei gleicher Einstellung von Röntgenröhren und Bildverstärkern in beiden

Projektionsebenen ein Eichgitter gefilmt.

Auswertung

Der Fluß in einem Gefäß wurde nach folgender Formel berechnet:
$$Q = \frac{d^2 \cdot \pi \cdot \Delta s}{4 \cdot \Delta t}$$
 (d: Gefäßdurchmesser, Δs : Verschiebung der Blutsäule im Gefäß während des Zeitintervalles Δt). Hierbei stellt die Geschwindigkeit $\frac{\Delta s}{\Delta t}$ die über den Querschnitt gemittelte Strömungsgeschwindigkeit dar. Diese Geschwindigkeit wurde anhand des Fortschreitens der Kontrastmittelfront mittels einer photodensitometrischen Meßanordnung erfaßt.

Dabei wurden die Cineangiogramme durch einen mit einer stabilisierten Lichtquelle ausgestatteten 35-mm-Filmprojektor auf eine Arbeitsplatte projiziert. Am Meßort befand sich ein aus drei nebeneinanderliegenden Photoelementen bestehender, manuell nachführbarer Meßkopf, dessen Photoelemente so geschaltet waren, daß die Helligkeiten der Umgebung der Koronararterie gemittelt und von der Helligkeit der Koronararterie subtrahiert wurden. Zur Anpassung an die jeweiligen Gefäßdimensionen standen Meßköpfe mit unterschiedlich großen Photoelementen zur Verfügung.

Die Geschwindigkeitsmessung wurde auf zwei Arten durchgeführt:

- 1) In zwei einzelnen Bildern wurde der interessierende Gefäßabschnitt in Richtung der Gefäßlängsachse mit einem Meßkopf abgefahren, der über einen Wegwandler den jeweiligen Meßort über der Gefäßachse erfaßte. Die Meßwerte wurden auf einem XY-Schreiber registriert: auf der X-Achse das Ausgangssignal des Wegwandler und auf der Y-Achse das Ausgangssignal der Photoelemente (räumliches Densogramm). Die Orte, in denen die beiden räumlichen Densogramme ihr halbes Maximum erreichten, wurden in eine Zeichnung des abgefahrenen Gefäßes übertragen. Der Abstand dieser beiden Orte entsprach der von der Kontrastmittelfront zurückgelegten Wegstrecke Δs .

- 2) Bild für Bild wurde der Meßkopf entsprechend der Gefäßbewegung nicht nur quer sondern auch längs (4,5) zur Gefäßachse

nachgeführt. Dazu wurde zunächst bei maximaler Kontrastmittelfüllung der interessierende Gefäßabschnitt mit unliegender markanter Gefäßabzweigungen abgezeichnet. Der Meßkopf wurde in einer festen Position auf dieser Zeichnung angeordnet, die von Bild zu Bild so verschoben wurde, daß sich die abgezeichneten Gefäßstrukturen mit den projizierten Gefäßstrukturen möglichst deckten. Das Meßkopfsignal wurde als A/D-gewandelter Helligkeitswert Bild für Bild in einem 1K-Byte-Halbleiterspeicher abgespeichert. Über einen D/A-Wandler konnte das zeitliche Densogramm dann als Kurve auf einem XY-Schreiber ausgegeben werden. Auf diese Weise wurden an zwei Positionen über dem Gefäß mit dem Abstand Δs zeitliche Densogramme aufgezeichnet. Der zeitliche Versatz der beiden Densogramme entsprach der Passagezeit Δt . Diese wurde einmal aus den beiden Punkten bestimmt, bei denen die zeitlichen Densogramme den halben Maximalwert erreichten. Zum anderen wurde der Versatz bestimmt, indem die Fläche unter der Antistresskurve planimetriert wurde.

Bei Messungen an Koronararterien wurde die wahre Gefäßlänge Δs unter Zuhilfenahme des zeitlich zugehörigen Bildes der zweiten Projektionsebene nach dem Satz des Pythagoras bestimmt. Dabei wurden die an Hand der Eichgitter ermittelten Vergrößerungsfaktoren berücksichtigt. Die unterschiedliche Entfernung von Eichgitter und Gefäßabschnitt zum Brennfleck der Röntgenröhre wurde mittels der Stativdaten über den zweiten Strahlensatz korrigiert.

Zur Bestimmung des Durchmessers d wurde die Gefäßfläche zwischen den beiden Meßorten planimetriert. Nach Division durch die Gefäßlänge ergab sich unter Berücksichtigung der strahlensatzkorrigierten Gesamtvergrößerung der über den gesamten Gefäßabschnitt gemittelte Durchmesser. Die Durchmesserbestimmung erfolgte sowohl systolisch als auch diastolisch in jeweils neun aufeinanderfolgenden Bildern.

Die beiden Filmbilder, in denen die zeitlichen Densogramme aufge-

genommen wurden bzw. die zeitlichen Densogramme ihr halbes Maximum erreichten, wurden mit Hilfe der Synchronimpulse der Filmkameras dem EKG zugeordnet. Um das Flußverhalten über einen Herzzyklus zu erfassen, wurden systolische, frühe- und spätsystolische Messungen durchgeführt. Anfang und Ende der Systole wurden durch die R-Zacke und das Ende der T-Welle im EKG festgelegt. Damit die Messungen in den so vorgegebenen Intervallen lagen, mußten räumliche Densogramme lediglich in entsprechend zum EKG zelektierten Bildern aufgezeichnet werden. Bei Flußmessungen mit Hilfe von zeitlichen Densogrammen ist der Zeitpunkt des Frontdurchganges durch das Meßfenster vom Meßort abhängig. Es wurden deshalb die Meßorte aufgesucht, bei denen die Boluspassage in der gewünschten Flußphase lag.

Ergebnisse

Abb. 1 zeigt oben als Einzelbeispiel eine Folge von räumlichen Densogrammen, die an einem konstant mit einem Durchfluß von $25 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1}$ perfundierten Glasrohr mit dem Photodensitometer aufgezeichnet wurden. Auf der Abszisse ist die Koordinate des Meßortes in Richtung der Gefäßachse dargestellt. Auf der Ordinate ist die jeweilige Helligkeit über der Gefäßachse als Maß der Kontrastmitteldichte aufgetragen. Die Densogramme, bei denen das Diaphragma die gesamte ansteigende Flanke erfaßt, zeigen zwischen den halben Maximalwerten der ansteigenden Flanken konstante Abstände. Der untere Teil der Abb. 1 zeigt ähnlich wie der obere Teil den Verlauf der Densogramme bei gleichem mittlerem Durchfluß aber pulsierender Strömung (Frequenz: 92 min^{-1}). Die Abstände zwischen den Gefäßorten, in denen die Densogramme auf dem halben Maximalwert ansteigen, bleiben hier bei aufeinanderfolgenden Densogrammen nicht konstant. Sie gehen bis zum nächsten Densogramm fortlaufend ab und dann wieder zu.

Der Zusammenhang zwischen den aus räumlichen Densogrammen bestimmten Flußgeschwindigkeiten und den jeweiligen Kontrast-

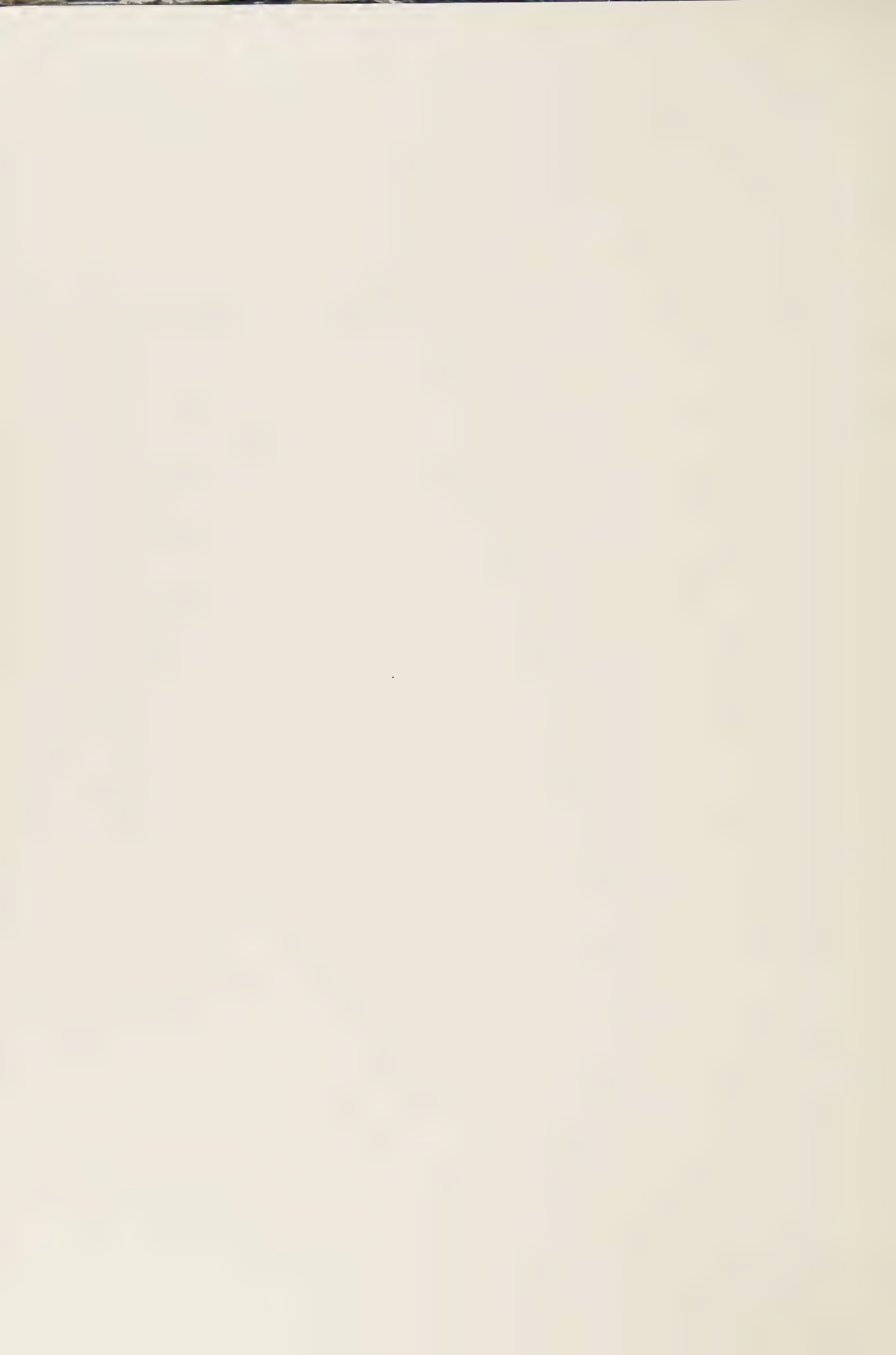
tisch gemessenen Referenzwerten ist in Abb. 2 dargestellt. Der linke Teil der Abb. 2 zeigt die Regression der Meßwerte bei kontinuierlichem Fluß im Modellkreislauf. Durch die photodensitometrische Bestimmung wurde der elektromagnetisch bestimmte Fluß um 22% überschätzt. Der Zusammenhang zwischen photodensitometrisch und elektromagnetisch ermitteltem Fluß wird durch die Regressionsgerade $Q_{ph} = 1,23 \cdot Q_{em} - 1 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1}$ beschrieben. Die Reststreuung der einzelnen Meßpunkte um die errechnete Regressionsgerade beträgt $S_{yx} = \pm 13 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1}$. Der Korrelationskoeffizient liegt bei $r = 0,99$. Der mittlere Teil von Abb. 2 zeigt die Regression zwischen photodensitometrisch und elektromagnetisch bestimmten Flußwerten für pulsierende Strömung. Durch die photodensitometrische Bestimmung wurde der elektromagnetisch bestimmte Fluß um 6% überschätzt. Die Gleichung der Regressionsgeraden lautet: $Q_{ph} = 1,11 \cdot Q_{em} - 5 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1}$. Die Reststreuung beträgt $S_{yx} = \pm 17 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1}$. Der Korrelationskoeffizient liegt bei $r = 0,98$. Die entsprechende Regression an arteriellen Bypassgefäßen wird durch den rechten Teil der Abb. 2 wiedergegeben. Die Meßwerte zeigen eine deutliche systematische Abweichung von der Regressionsgeraden $Q_{ph} = 1,50 \cdot Q_{em} - 80 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1}$. Die Reststreuung beträgt $S_{yx} = \pm 34 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1}$. Der Korrelationskoeffizient liegt bei $r = 0,88$.

Abb. 3 zeigt in einem Einzelbeispiel zwei zeitliche Densogramme, die in einem räumlichen Abstand von 2,5 cm an einem arteriellen Bypassgefäß aufgenommen wurden. Auf der Abszisse ist die Zeit aufgetragen, auf der Ordinate die der Kontrastmitteldichte entsprechende Helligkeit über dem Gefäß. Im Gegensatz zu den räumlichen Densogrammen zeigen die zeitlichen Densogramme einen durch die Bildfrequenz vorgegebenen treppenförmigen Verlauf. Wird der Versatz der beiden Kontrastmittelfronten mit Hilfe des halben Anstieges berechnet, so ergibt sich eine Geschwindigkeit von 420 ms. Bei Berechnung des Versatzes mittels Integration der vor-

steigenden Flanke beträgt die Passagezeit dagegen nur 330 ms.

Der linke Teil der Abb. 4 zeigt die Regression zwischen photodensitometrisch mit Hilfe des halben Maximalwertes der ansteigenden Flanke ermittelten Flußwerten und elektromagnetisch bestimmten Flußwerten an aortokoronaren Bypassgefäßen. Durch die photodensitometrische Bestimmung wurde der elektromagnetisch bestimmte Fluß um 21% überschätzt. Der Zusammenhang zwischen photodensitometrisch und elektromagnetisch ermitteltem Fluß wird durch die Regressionsgerade $Q_{PH} = 1,17 \cdot Q_{EM} + 3 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1}$ beschrieben. Die Reststreuung beträgt $S_{yx} = \pm 19 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1}$. Der Korrelationskoeffizient liegt bei $r = 0,95$. Benutzt man zur Auswertung der Densogramme an Stelle des halben Maximalwertes die Integration der Fläche unter der ansteigenden Flanke, so ergibt sich die Regressionsgerade $Q_{PH} = 1,08 \cdot Q_{EM} + 8 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1}$, eine Reststreuung von $S_{yx} = \pm 16 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1}$, ein Korrelationskoeffizient von $r = 0,96$ und eine Überschätzung des elektromagnetisch bestimmten Flusses um 17,6 (Abb. 4, rechts).

Abb. 5 zeigt die Regression zwischen Flußwerten, die sich bei Wiederholungsmessungen an Koronargefäßen ergaben. Die Wiederholungsmessung bestand aus einer erneuten Bestimmung der Passagezeit aus einer zweiten, in das gleiche Intervall des Herzzyklus fallenden Bolusinjektion. Die Bestimmung der Gefäßdimensionen erfolgte für die einzelnen Flußwerte gemeinsam aus einer weiteren Gefäßdarstellung, in der durch Verwendung einer größeren Kontrastmittelmenge eine vollständige Anfärbung der Koronararterien gewährleistet war. Die Regressionsgerade lautet: $Q_2 = 1,07 \cdot Q_1 - 1 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1}$. Die Reststreuung beträgt $S_{yx} = \pm 10 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1}$. Der Korrelationskoeffizient liegt bei $r = 0,95$. Benutzt man zur Auswertung der Densogramme an Stelle des halben Maximalwertes die Integration der Fläche unter der ansteigenden Flanke, so ergibt sich die Regressionsgerade $Q_2 = 0,94 \cdot Q_1 + 5 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1}$, eine Reststreuung von $S_{yx} = \pm 6 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1}$ und ein Korrelationskoeffizient



zient von $r = 0,98$.

Die in Abb. 6 dargestellte Länge bzw. der Durchmesser eines Koronargefäßabschnittes zeigten während eines ganzen Herzzyklus keine herzphasensynchronen Schwankungen.

Abb. 7 zeigt die vor und nach einer Gefäßaufzweigung am Ramus interventricularis der linken Koronararterie erstellten Flußdiagramme. Oben sind die aus fünf verschiedenen Kontrastmittelinjektionen bestimmten Strömungsgeschwindigkeiten, unten die entsprechenden Flußgeschwindigkeiten einem Herzzyklus (EKG) zugeordnet (Sampling-Methode).

Abb. 8 gibt die systolischen, früh- und spätdiastolischen Strömungs- und Flußgeschwindigkeiten an der rechten bzw. linken Koronararterie für das gesamte Kollektiv wieder.

Abb. 9 zeigt die Korrelation zwischen Strömungsgeschwindigkeiten in der gleichen Herzphase vor und nach einer Gefäßaufzweigung bzw. in den beiden Ästen nach einer Gefäßaufzweigung. Die Regressionsgerade lautet: $v_2 = 1,09 \cdot v_1 - 2,5 \text{ cm} \cdot \text{s}^{-1}$. Die Reststreuung beträgt $S_{yx} = \pm 3 \text{ cm} \cdot \text{s}^{-1}$. Der Korrelationskoeffizient liegt bei $r = 0,96$.

Diskussion

Wie aus Ultraschall-Doppler-Untersuchungen von Benchimol et al. (1,2) und elektromagnetischen Flußmessungen an aortokoronaren Bypassgefäßen (8) bekannt ist, zeigt der Fluß im menschlichen Koronargefäßsystem das gleiche stark pulsierende Verhalten wie im Tierexperiment (7,10). Eigene Analysen elektromagnetischer Flußkurven, die intraoperativ an vierzehn aortokoronaren Bypassgefäßen aufgenommen wurden, ergaben eine systolische Phase mit niedrigem Fluß, an deren Beginn ($0,05 \pm 0,02 \text{ s}$ nach der R-Zacke des EKG's) und Ende (Ende der T-Welle des EKG's $\pm 0,03 \text{ s}$) die stärksten Flußänderungen innerhalb des Herzzyklus auftraten. Zur ausreichenden Beschreibung des Koronarflusses führten wir deshalb systolische, früh- und spätdiastolische Messungen durch. Um die

Messungen auf diese Zeitintervalle zu beschränken, müssen bei Flußmessungen mittels räumlicher Densogramme diese lediglich in den Bildern aufgezeichnet werden, die entsprechend zum EKG liegen. Ein weiterer Vorteil dieses von Rutishauser (12) vorgeschlagenen Verfahrens liegt darin, daß eine zeitaufwendige manuelle Meßfensternachführung von Bild zu Bild entfällt.

Der Vergleich von intraoperativ durchgeführten elektromagnetischen Referenzmessungen mit den an Hand von räumlichen Densogrammen bestimmten Flußwerten ergab eine schlechte Korrelation ($r = 0,88$, Abb. 2, rechts). Es zeigte sich, daß die photodensitometrischen Messungen die elektromagnetisch gemessenen Werte bei hohen Flußgeschwindigkeiten systematisch über- und bei niedrigen unterschätzten. Als mögliche Ursachen für die schlechte Korrelation kommen in Frage:

- 1) Unterschiede der Helligkeit des Bildhintergrundes längs der Gefäßachse

- 2) Kurze Meßstrecke im Vergleich zur Länge des Anstieges der Kontrastmitteldichte in der Front

ad 1) Die Unterschiede der Hintergrundshelligkeit lagen im Vergleich zu den Helligkeitsunterschieden in der Kontrastmittelfront in der gleichen Größenordnung oder in ungünstigen Fällen noch darüber. Dieser Fehler wurde durch die von uns verwendete Hintergrundsubtraktion (15) ungenügend kompensiert.

ad 2) Die zur Verfügung stehende Meßstrecke betrug als Folge der anatomischen Gegebenheiten im Mittel etwa 4 cm. Da sich die Kontrastmittelfront im Mittel über etwa 3,5 cm erstreckte, konnte die Passage wegen der Kürze der Meßstrecke nur über wenige Bilder zuverlässig verfolgt werden.

Daß die oben angeführten Begründungen für die Ungenauigkeit der Messungen wahrscheinlich zutreffen, zeigte sich bei entsprechenden Messungen am Modellkreislauf. Die dabei verwendeten Glasrohre lagen über einem homogenen Hintergrund und konnten über eine

Meßstrecke von mindestens 9 cm mit den Photozellen abgefahren werden. Bei diesen in vitro-Versuchen ergaben sich deutlich bessere Korrelationen zwischen photodensitometrisch und elektromagnetisch bestimmtem Fluß ($r = 0,99$ und $r = 0,98$, Abb. 2).

Da die Unterschiede in der Hintergrundhelligkeit und die Kürze der zur Verfügung stehenden Meßstrecke bei Koronararterien in der gleichen Größenordnung wie bei aortokoronaren Bypassgefäßen lagen, konnten auch mittels der an Koronararterien aufgenommenen räumlichen Densogramme keine Flußgeschwindigkeiten bestimmt werden.

Bei der Aufzeichnung zeitlicher Densogramme wurden die photodensitometrischen Meßfenster entsprechend der Bewegung des Koronargefäßes nur über einen räumlich begrenzten Bereich nachgeführt. Demzufolge waren die Unterschiede in der Helligkeit des Bildhintergrundes um ein Zehntel kleiner als der Anstieg des Densogrammes auf seinen Maximalwert.

Im Gegensatz zur photodensitometrischen Auswertung der intraoperativen Referenzmessungen mittels räumlicher Densogramme ergab die Auswertung mittels zeitlicher Densogramme eine gute Korrelation ($r = 0,95$, Abb. 4, links), die sich bei den an Koronargefäßen durchgeführten Wiederholungsmessungen zur Überprüfung der Reproduzierbarkeit bestätigte ($r = 0,95$, Abb. 5, links).

Da die Kontrastmittelfront in zahlreichen zeitlichen Densogrammen nicht stetig anstieg, sondern Einbrüche aufwies, konnte erwartet werden, durch das von Bürsch et al. (3) vorgeschlagene Auswerteverfahren mittels Integration der ansteigenden Flanke (Abb. 3) eine größere Meßgenauigkeit zu erzielen. Bei einer entsprechenden Auswertung der intraoperativen Referenzmessungen an aortokoronaren Bypassgefäßen stieg der Korrelationskoeffizient r von 0,95 auf 0,96 bei einer Abnahme der Standardabweichung S_{yx} von ± 19 auf $\pm 16 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1}$ (Abb. 4). Bei den Wiederholungs-

messungen an Koronargefäßen ergab sich ein Anstieg des Korrelationskoeffizienten r von 0,95 auf 0,98 bei einer Verringerung der Standardabweichung S_{yx} von ± 10 auf $\pm 6 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1}$ (Abb. 5).

Da bei den Bolusinjektionen eine vollständige Füllung des Gefäßlumens mit Kontrastmittel nicht immer gewährleistet war, wurden die Gefäßdimensionen aus zusätzlich angefertigten Darstellungen mittels manueller Kontrastmittelinjektion ermittelt. Diese Dimensionswerte wurden sowohl bei der ersten als auch bei der zweiten Messung zur Berechnung der Flußgeschwindigkeit herangezogen, so daß der Relativfehler bei Wiederholungsmessungen von $\pm 10\%$ eigentlich den Relativfehler der Passagezeit darstellt.

Da der Durchmesser des Gefäßes als Mittelwert aus neun aufeinanderfolgenden Einzelbildern bestimmt wurde, ergab sich aus den Standardabweichungen dieser Mittelwerte ein Relativfehler des Durchmessers von $\pm 1\%$. Die Meßgenauigkeit der Längenbestimmung wurde an einem typischen Einzelbeispiel (Kurvenreicher Gefäßverlauf, deutliche Bewegung des Koronargefäßes) während eines ganzen Herzzyklus untersucht (Abb. 6). Der Relativfehler betrug $\pm 2\%$. Nach dem Fehlerfortpflanzungsgesetz von Gauß ließ sich aus den Relativfehlern für Passagezeit, Durchmesser und Länge ein Relativfehler der Flußmessung von $\pm 10\%$ errechnen. Die Ungenauigkeit unserer Flußbestimmung wurde also praktisch allein durch die Ungenauigkeit der Passagezeitbestimmung verursacht.

Die über einen kompletten Herzzyklus bestimmten wahren Gefäßlängen und -durchmesser zeigten nicht nur geringe statistische Schwankungen, sondern auch keine systematischen Abweichungen, die den Zyklusphasen zuzuordnen gewesen wären (Abb. 6). Das heißt, daß die Dimensionen nicht in der gleichen Herzphase ermittelt werden müssen, in der die Flußmessung durchgeführt wird.

Das in Abb. 7 unten dargestellte Einzelbeispiel zeigt die typischen herzphasenabhängigen Schwankungen der Flußgeschwindigkeit: Von niedrigem systolischen Fluß kommt es frühdiastolisch zu ei-

dem steilen Anstieg auf hohe Flußwerte. Spätdiastolisch fällt der Fluß wieder auf niedrigere Werte ab.

Vergleicht man die vor und nach der Gefäßaufzweigung gemessenen Strömungsgeschwindigkeiten, so ergibt sich kein nennenswerter Unterschied. Die Flußgeschwindigkeiten nehmen dagegen entsprechend der Verminderung des Gefäßquerschnittes ab (Abb. 7). Wie aus der linearen Korrelation in Abb. 9 hervorgeht, sind nicht nur die Strömungsgeschwindigkeiten vor und nach Aufzweigungen, sondern auch in verschiedenen Ästen sich verzweigender Gefäße annähernd identisch. Da der Gesamtquerschnitt der extramuralen Koronargefäße von proximal nach distal nach eigenen Untersuchungen nur gering (um ca. 15%) zunimmt, kann dieses Ergebnis aus theoretischen Gründen postuliert werden. Damit darf bei der Flußbestimmung zwischen den beiden Meßorten auch ein Gefäßabgang liegen. Hierdurch wird die Wahl geeigneter Meßorte erleichtert.

Das in Abb. 8 dargestellte Flußverhalten des Gesamtkollektives stimmt im wesentlichen mit dem des gezeigten Einzelbeispiels überein. Der Variationsbereich der Strömungsgeschwindigkeiten war erheblich niedriger als der entsprechende Schwankungsbereich der Flußgeschwindigkeiten.

Ob es unabhängig vom Gefäßdurchmesser für die Strömungsgeschwindigkeiten in den einzelnen Koronararterien und ihren Aufzweigungen einen Normbereich gibt, kann an Hand unserer Ergebnisse zwar vermutet, aber nicht bewiesen werden. Mittels eines solchen Normbereiches läßt sich möglicherweise die Auswirkung von diffusen Koronarveränderungen auf die Myokarddurchblutung beurteilen. Der Vergleich der Strömungsgeschwindigkeit in einem stenosierten Ast mit der in einem nicht stenosierten Ast bietet sich für die Zukunft zur Quantifizierung der hämodynamischen Auswirkungen einer Koronargefäßstenose an.

Zusammenfassung

Zur Bestimmung von Flußgeschwindigkeiten im Koronargefäßsystem wurde durch photodensitometrische Auswertung von Cinekoronangiogrammen mit zwei Verfahren das Fortschreiten der Kontrastmittelfronten ermittelt. In intraoperativ durchgeführten Referenzmessungen an aortokoronaren Bypassgefäßen überschätzte der photodensitometrisch bestimmte Fluß den elektromagnetisch gemessenen Fluß systematisch um ca. 20%. Messungen an Koronararterien zeigten eine gute Reproduzierbarkeit ($r = 0,93$) und das typische pulsatile Flußverhalten. An verschiedenen Ästen der Koronararterien durchgeführte Bestimmungen der Strömungsgeschwindigkeit ergaben, daß diese vor und nach Gefäßaufzweigungen annähernd konstant war. ($r = 0,96$).

Summary

Systolic and diastolic flow rates in coronary arteries were determined from cineangiograms using a photodensitometric measurement system. The front velocity of a bolus of contrast medium was evaluated by two different methods. Measurements in aortocoronary bypass grafts showed that the photodensitometric determination of flow rates overestimated the electromagnetically measured flow by about 20%. Measurements in coronary arteries proved a good reproducibility ($r = 0,93$) and the typical pattern of phasic flow. The velocity of flow in coronary arteries was nearly identical before and after branchings of the vessels ($r = 0,96$).

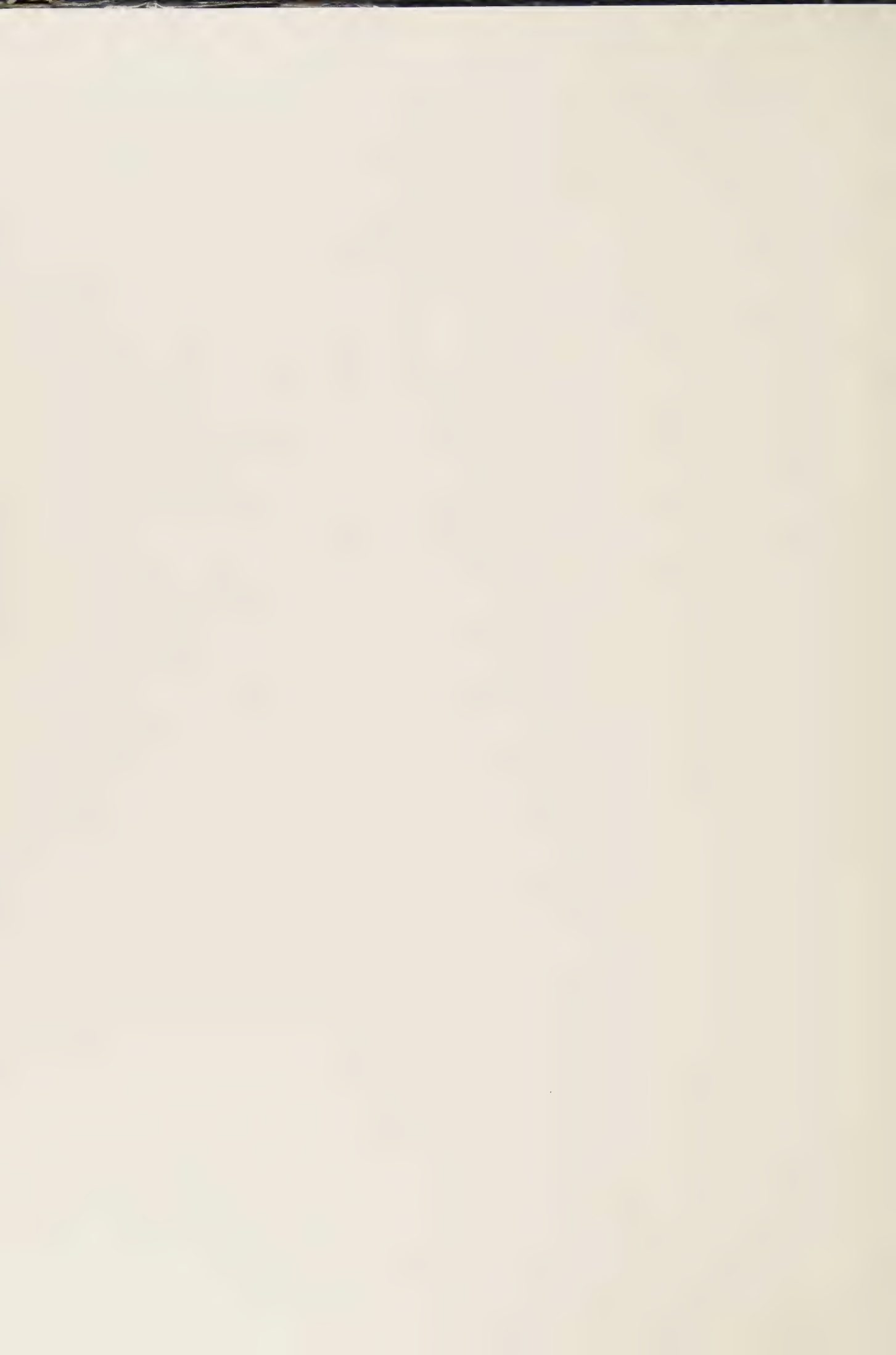


Literatur

- (1) Benchimol, A., H. F. Stegall, J. L. Gartlan: New method to measure phasic coronary blood velocity in man. Amer. Heart J. 81 (1971) 93-101
- (2) Benchimol, A., K. B. Desser: Coronary artery blood flow velocity in man. In: Reneman, R. S.: Cardiovascular application of ultrasound. American Elsevier Publishing company, New York (1974) 193-199
- (3) Bürsch, J. H., H. J. Hahne, R. Brennecke, R. Hetzer, P. H. Heintzen: Funktionsangiogramme als Ergebnis der densitometrischen Analyse digitalisierter Röntgenbildserien. Biomed. Techn. 24 (1979) 189-190
- (4) Decker, D., E. Eople, F. Heuck, M. Nagel, G. Polony: Anwendung des Mehrfachdetektor-Meßverfahrens in der Cine-Densitometrie. Biomed. Techn. 20 (1975) 265-266
- (5) Dembski, J. C., D. Decker, E. Eople, F. Heuck, E. Zeitler: Koronare Flussmessungen mit der Cinedensitometrie. Ergebnisse mit dem Mehrfachdetektor-Meßverfahren: I. Normalwerte der Durchblutung an gesunden und stenosierte Herzkranzgefäßen in körperlicher Ruhe. Fortschr. Röntgenstr. 124, 1 (1976) 59-67
- (6) Fermor, U., H. Huber, M. L. Neutaus, F. K. Schmiel, P. Spiller: Measurement of flow velocity in the model circulation by videodensitometry. Methodological investigations. Basic Res. Cardiol. 73 (1979) 361-377
- (7) Gregg, D. E.: Coronary circulation. In: Luisada, A. A.: Cardiovascular functions. Mc Graw-Hill, New York (1962) 199-212
- (8) Hackebarth, U., W. Pircks, R. Rühlitz, P. Köfer, F. K. Schmiel, P. Spiller: Vergleich videodensitometrischer und elektromagnetischer Flußmessungen in aortokoronaren Bypassgefäßen. Fortschr. Röntgenstr. 132, 5 (1980) 554-560



- (9) Pannek, H., K. L. Neuhaus, F. K. Schmiel, P. Spiller: Röntgenvideodensitometrische Flußmessungen in aortokoronaren Bypassgefäßen. Z. Kardiol. 67 (1978) 767-796
- (10) Pitt, B., D. E. Gregg: Coronary hemodynamic effects of increasing ventricular rate in the unanesthetized dog. Circ. Res. 22 (1968) 753-761
- (11) Pölitz, B., K. Block, J. Dehle, F. K. Schmiel, P. Spiller: Bestimmung der systolischen und diastolischen Flußgeschwindigkeit im Koronargefäßsystem mit einem einfachen photodensitometrischen Verfahren. Biomed. Techn. 25 (1980) 366-367
- (12) Rutishauser, W.: Kreislaufanalysen mittels Röntgendensitometrie. Verlag Hans Huber, Bern (1969)
- (13) Rutishauser, W., W. D. Bussmann, G. Nosedá, J. Meier, J. Wellauer: Blood flow measurement through single coronary arteries by roentgen densitometry. Part I. A comparison of flow measured by radiologic technique applicable in the intact organism and by electromagnetic flowmeter. Amer. J. Roentgen. 109 (1970) 12-20
- (14) Rutishauser, W., G. Nosedá, W. D. Bussmann, J. Preter: Blood flow measurement through single coronary arteries by roentgen densitometry.-Part II. Right coronary artery flow in conscious man. Amer. J. Roentgen. 109 (1970) 21-24
- (15) Schmiel, F. K., W. Hackbarth, B. Pölitz, P. Spiller: Simultane Hintergrundkorrektur zur videodensitometrischen Flußmessung am Koronargefäßsystem. Biomed. Techn. 24 (1979) 158-160
- (16) Smith, H. C., R. E. Sturm, E. H. Wood: Videodensitometric system for measurement of vessel blood flow, particularly in the coronary arteries, in man. Amer. J. Cardiol. 32 (1977) 144-150
- (17) Smith, H. C., R. A. Robb, E. L. Ritman: Roentgen videodensitometric assessment of myocardial blood flow: clinical applications. In: Heintzen, P. H., J. H. Bürsch: Roentgen-video-techniques. Stuttgart (1978) 39-48



Legenden

Abb. 1:

Originalregistrierung einer Folge von räumlichen Densogrammen am Modellkreislauf bei kontinuierlichem Fluß (oben) und pulsierendem Fluß (unten). Die durch die Kontrastmittelfront von Bild zu Bild (Abstand: 100 ms) zurückgelegte Meßstrecke kann aus dem Anstieg der Densogramme auf ihren halben Maximalwert entnommen werden. Die Längen dieser Strecken geben qualitativ das kontinuierliche und pulsative Flußverhalten wieder. Die unterste Kurve ist das Densogramm über dem nicht mit Kontrastmittel gefüllten Gefäß.

Abb. 2:

Korrelation zwischen dem elektromagnetisch gemessenen Fluß (Q_{EM} , Abszisse) und dem mittels räumlicher Densogramme photodensitometrisch bestimmten Fluß (Q_{PH} , Ordinate).

Links: Kontinuierlicher Fluß im Modellkreislauf, Überschätzung von Q_{EM} durch $Q_{PH} = 22\%$.

Mitte: Pulsierender Fluß im Modellkreislauf, Überschätzung von Q_{EM} durch $Q_{PH} = 6\%$.

Rechts: Fluß in aortokoronaren Bypassgefäßen, Unterschätzung von Q_{EM} durch $Q_{PH} = 18\%$.

Abb. 3:

Originalregistrierung eines zeitlichen Densogrammes an einem aortokoronaren Bypassgefäß, aufgezeichnet am proximalen (oben) und distalen (unten) Meßort. Dargestellt sind die zur Passagezeitbestimmung verwendeten Verfahren der Densogrammauswertung:

- 1) Aus dem Anstieg des Densogrammes auf den halben Maximalwert (mittlere gestrichelte horizontale Linie) ergibt sich der Zeitpunkt der Passage der Kontrastmittelfront. Aus den Frontdurchgängen in den beiden Meßfenstern errechnet sich die Passagezeit $\Delta t_1 = 420 \text{ ms}$.

- 2) Nach Integration des Densogrammes unter der ansteigenden

Flanke wird ein flächengleiches Rechteck konstruiert, dessen Höhe durch den Abstand zwischen Basislinie und Kurvenmaximum vorgegeben ist. Der Schnittpunkt der linken Kante des Rechteckes mit dem Densogramm legt den Zeitpunkt der Passage der Kontrastmittelfront fest. Aus den Frontdurchgängen in den beiden Meßfenstern ergibt sich die Passagezeit $\Delta t_2 = 330 \text{ ms}$.

Abb. 4:

Korrelation zwischen dem elektromagnetisch gemessenen Fluß (Q_{EM} , Abszisse) und dem mittels zeitlicher Densogramme photodensitometrisch bestimmten Fluß (Q_{PH} , Ordinate) in aortokoronaren Bypassgefäßen.

Links: Auswertung der Densogramme mit Hilfe des halben Maximalwertes der ansteigenden Flanke, Überschätzung von Q_{EM} durch $Q_{PH} = 21\%$.
Rechts: Auswertung der Densogramme mittels Integration der Fläche unter der ansteigenden Flanke, Überschätzung von Q_{EM} durch $Q_{PH} = 17\%$.

Abb. 5:

Korrelation der Flußwerte aus Messung (Q_1 , Abszisse) und Wiederholungsmessung (Q_2 , Ordinate) am Koronargefäßsystem.

Links: Auswertung der Densogramme mit Hilfe des halben Maximalwertes der ansteigenden Flanke.

Rechts: Auswertung der Densogramme mittels Integration der Fläche unter der ansteigenden Flanke.

Abb. 6:

Bestimmung von Länge (Δs) und Durchmesser (d) eines Koronargefäßabschnittes während eines vollständigen Herzzyklus im Abstand von jeweils 40 ms.

Länge und Durchmesser weisen keine herzphasensynchronen systematischen Schwankungen auf.

Abb. 7:

Mittels der Sampling-Methode erstellte Flußkurve an einem Ast der linken Koronararterie vor (—) und nach (----) einer Gefäßaufzweigung.

Oben: Strömungsgeschwindigkeit (v , $\text{cm} \cdot \text{s}^{-1}$).

Unten: Flußgeschwindigkeit (Q , $\text{ml} \cdot \text{min}^{-1}$).

Als zeitliches Referenzsignal ist das EKG des Patienten dargestellt. Die Strömungsgeschwindigkeiten sind distal etwa so hoch wie proximal. Die distalen Flußgeschwindigkeiten sind deutlich geringer als die proximalen.

Abb. 8:

Einzelwerte des systolischen, früh- und spätdiastolischen Flusses für die verschiedenen Patienten und Gefäßabschnitte.

Links: Strömungsgeschwindigkeiten in der rechten (v_{RCA}) und linken (v_{LCA}) Koronararterie.

Rechts: Flußgeschwindigkeiten in der rechten (Q_{RCA}) und linken (Q_{LCA}) Koronararterie.

Im Vergleich zu den Flußgeschwindigkeiten weisen die Strömungsgeschwindigkeiten eine wesentlich geringere Schwankungsbreite auf.

Abb. 9:

Korrelation der Strömungsgeschwindigkeiten vor (v_1) und nach (v_2) einer Gefäßaufzweigung bzw. in den beiden Ästen nach einer Gefäßaufzweigung.

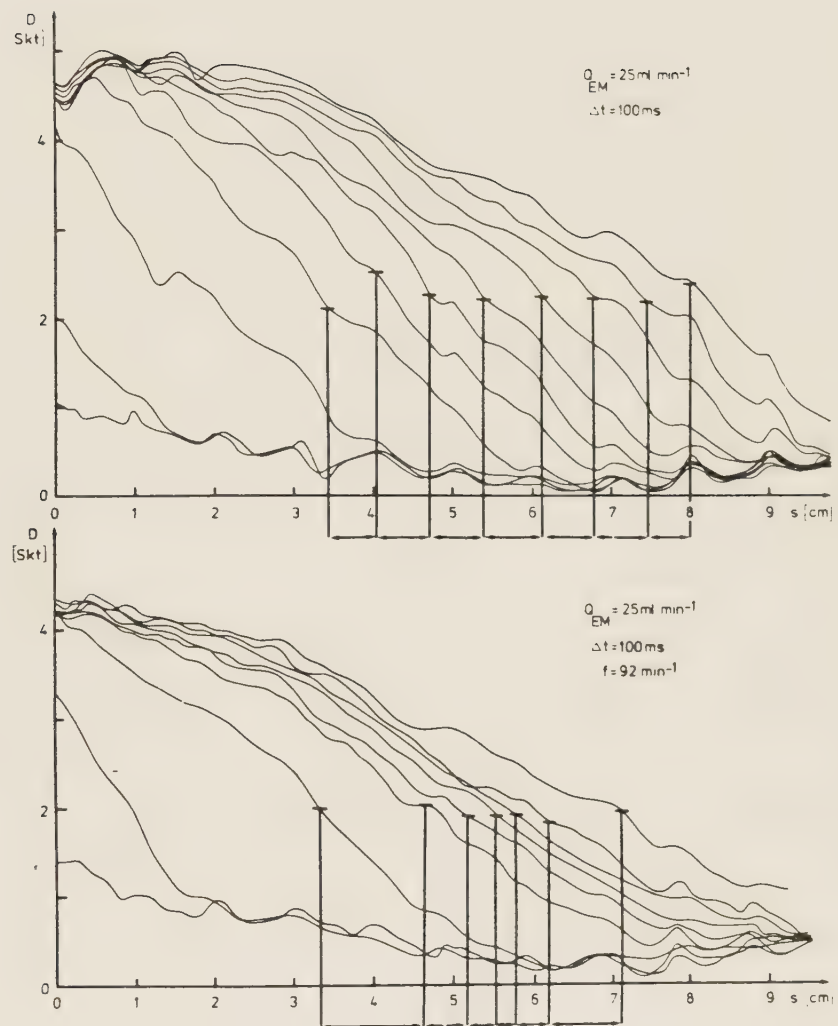


Abb. 1

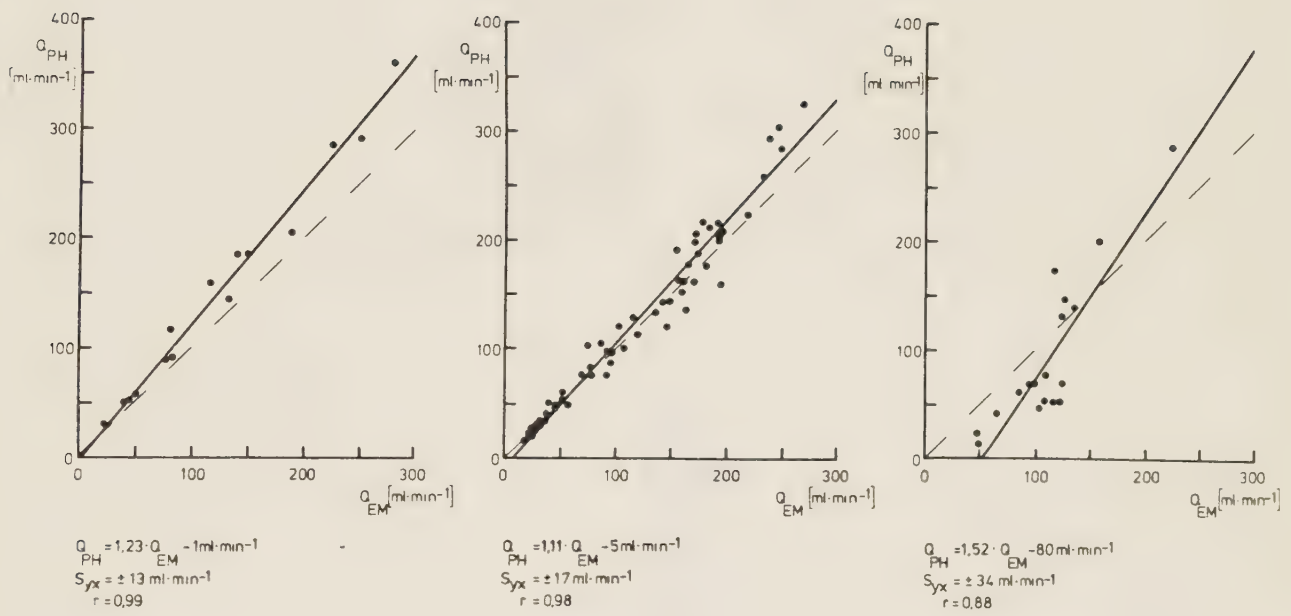


Abb. 2

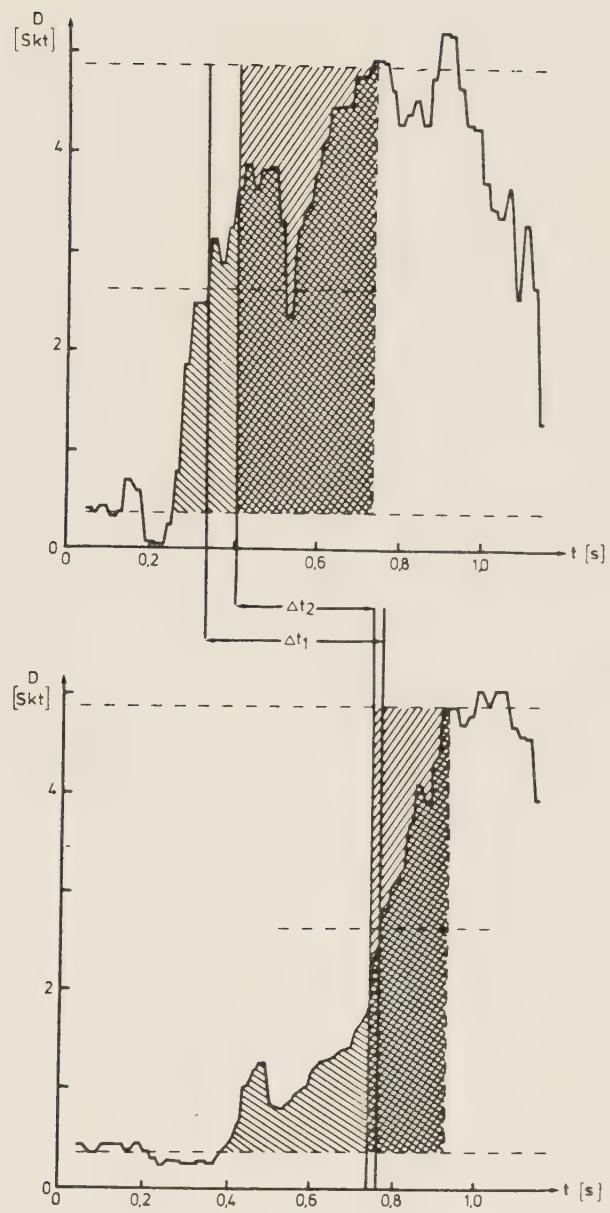
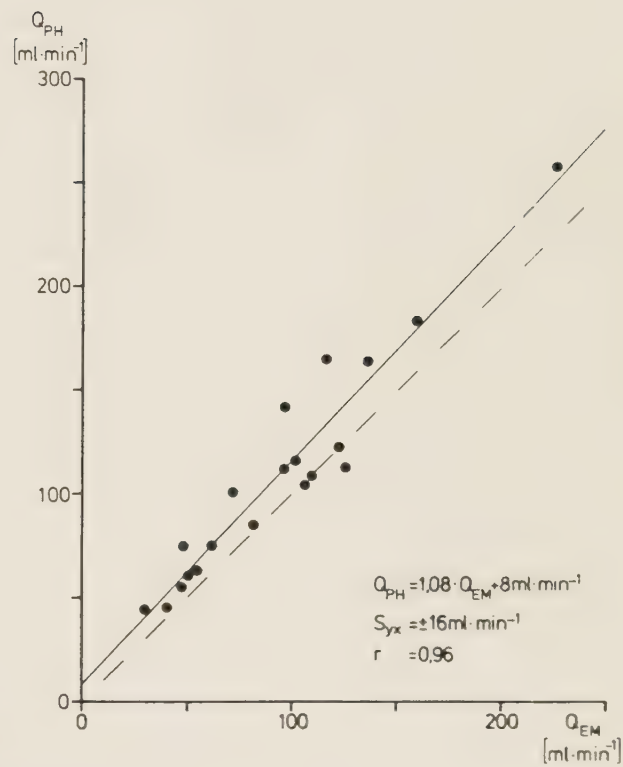
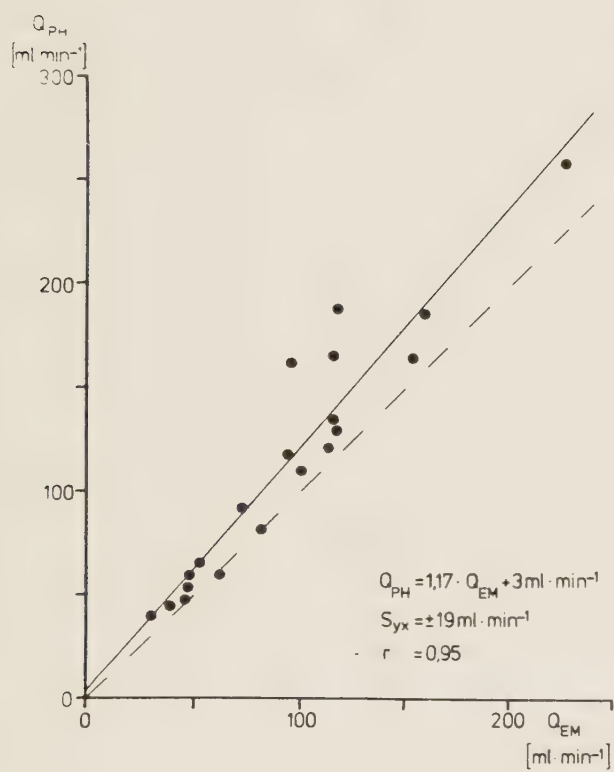


Abb. 3



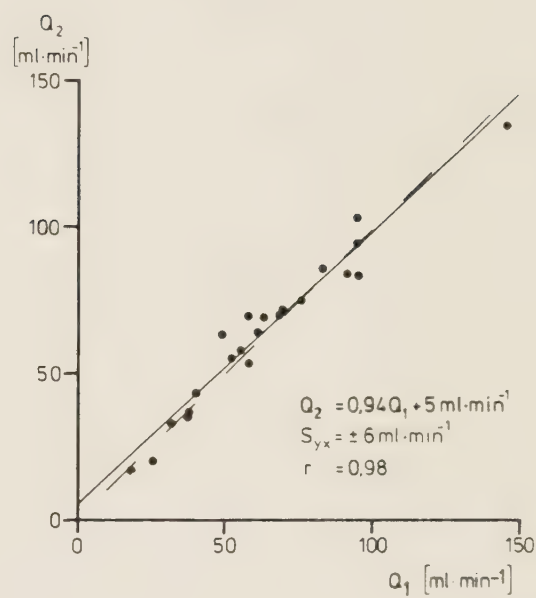
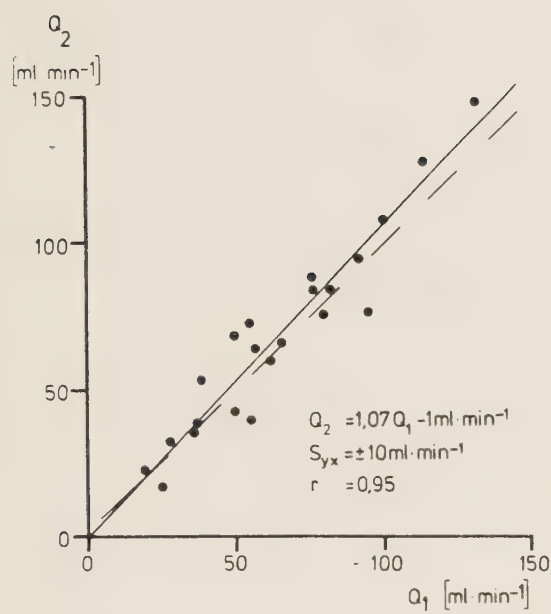


Abb. 5

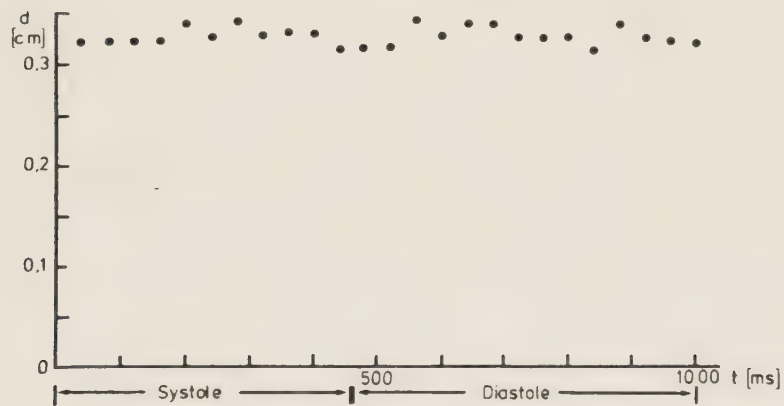
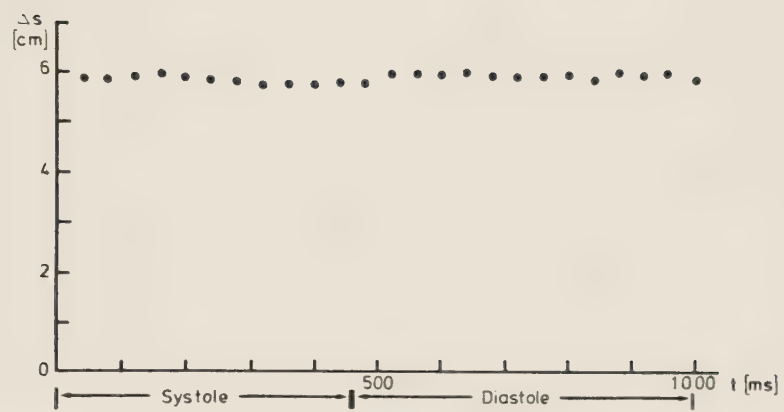
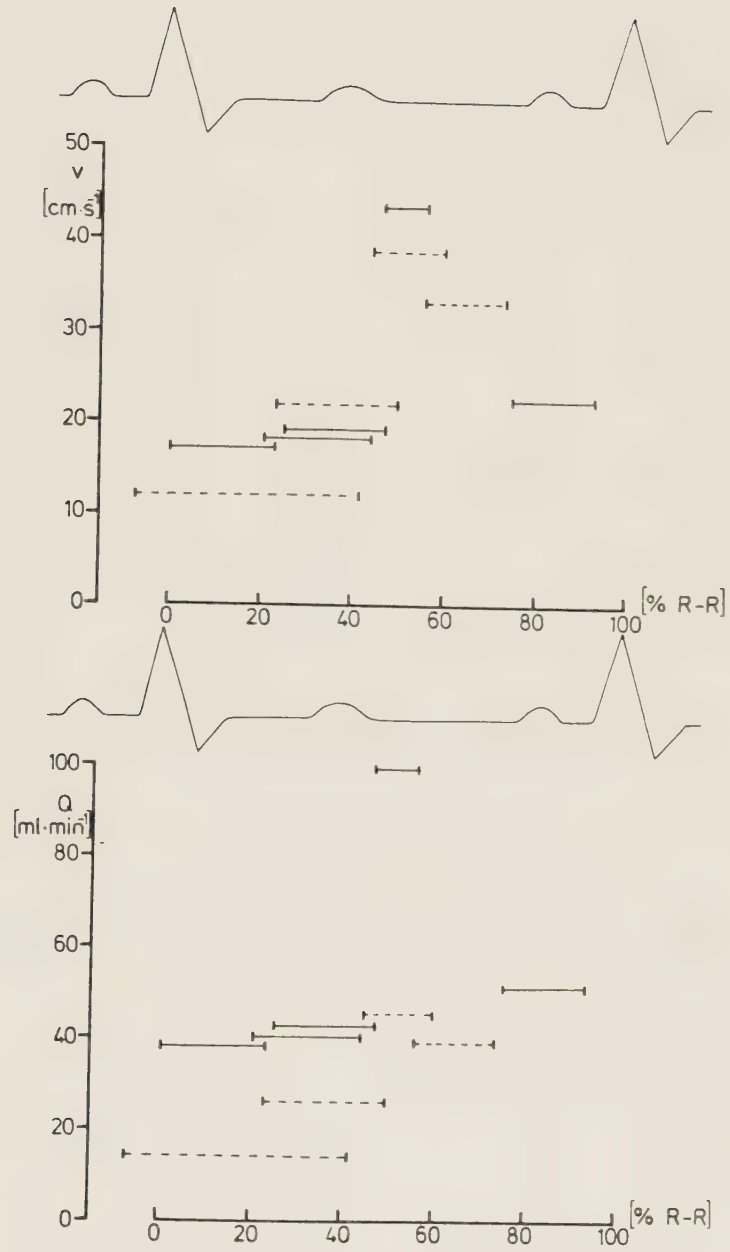


Abb. 5



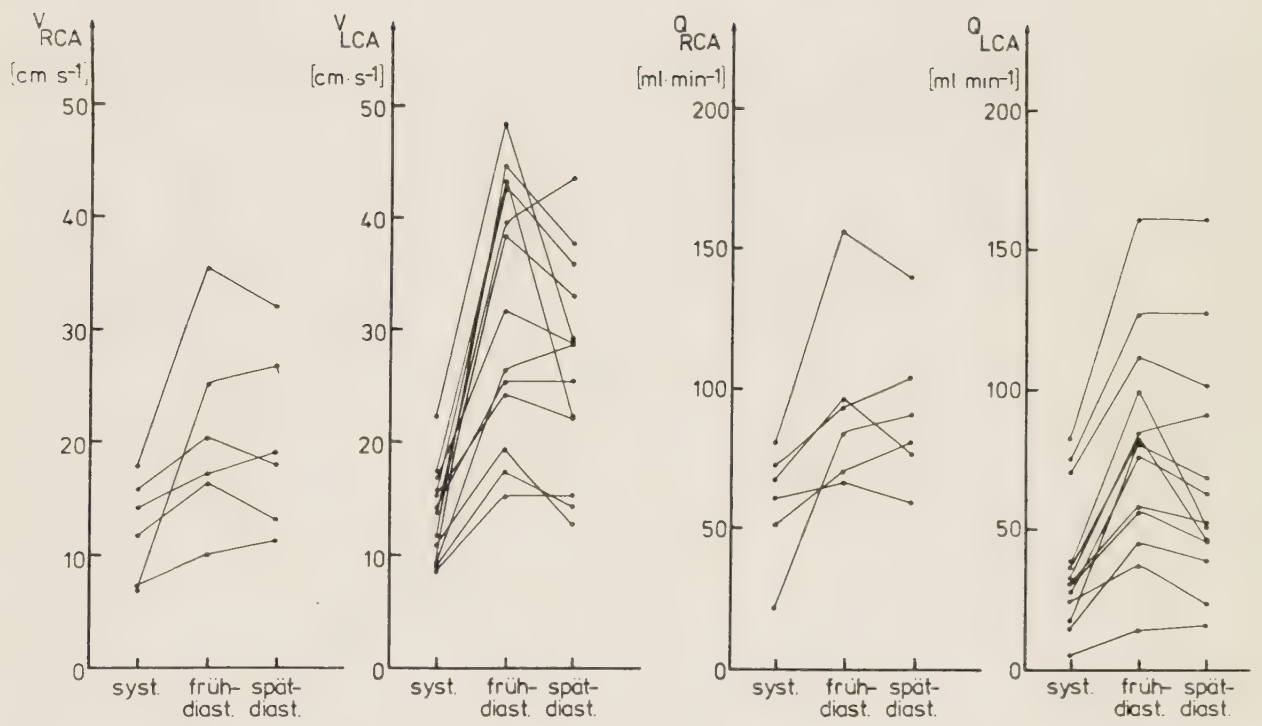


Abb. 3

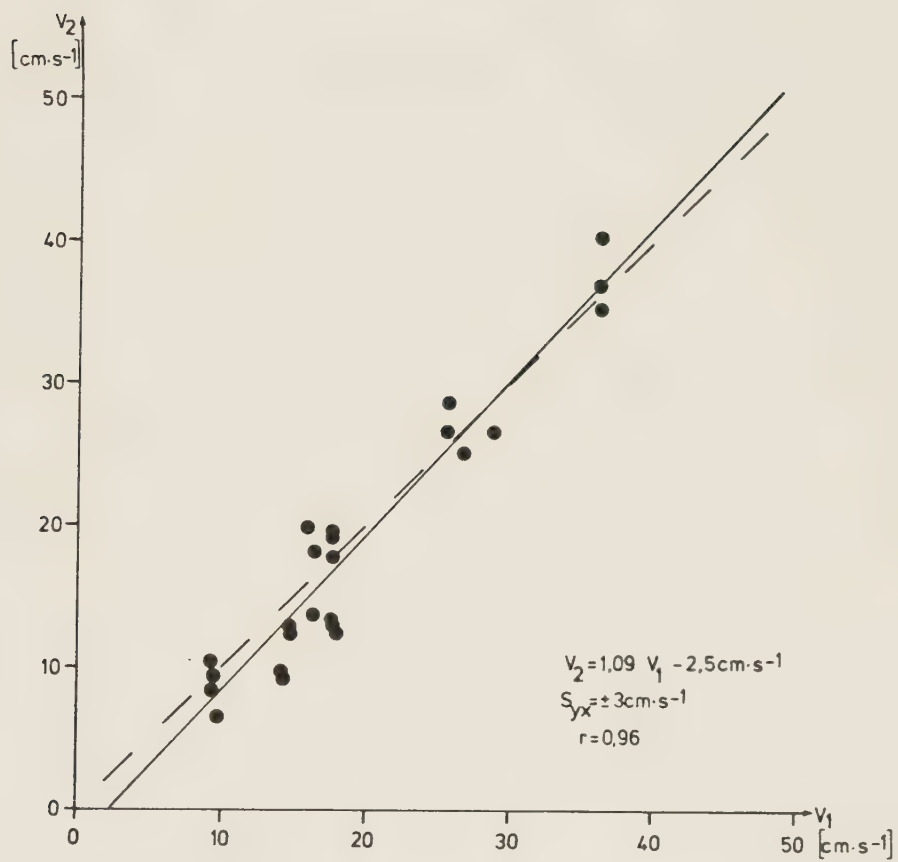


Abb. 7

Lebenslauf

Michael Block, Märkischer Ring 112, 5800 Hagen 1

23.12.1955	Geboren in Hagen/Westfalen Mutter: Gisela Block geb. König Vater: Udo Ernst Block
1962 - 1966	Volksschule, Schulstraße, Hagen
1966 - 1974	Mathematisch-naturwissenschaftliches Gymnasium der Stadt Hagen (Theodor- Heuss-Gymnasium)
10.6.1974	Abitur
WS 1974/75	Studium der Chemie an der Universität Dortmund
1975 - 1981	Studium der Medizin an der Universität Düsseldorf
22.12.1981	Approbation

"Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität Düsseldorf"

Der Dekan
der Medizinischen Fakultät
der Universität Düsseldorf

gez.: Prof. Dr. Arnold

Referent:

gez.: Prof. Dr. Spiller

Korreferent

gez.: Prof. Dr. Arnold

